


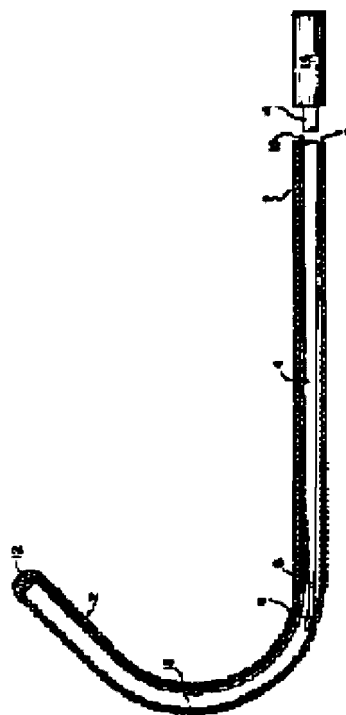


MOVABLE CORE GUIDE WIRE**Publication number:** JP4236965**Publication date:** 1992-08-25**Inventor:** MAIKERU JIEI BADERA; SUTEIBUN JIEI DENTON ZA
SEKAN; IIBUAN TEII RESHITSUKU; FUREDERTSUKU
EFU PURIAFUIKO**Applicant:** BARD INC C R**Classification:****- international:** **A61B5/00; A61M25/00; A61M25/01; A61M25/09;**
A61B5/00; A61M25/00; A61M25/01; A61M25/09;
(IPC1-7): A61M25/01**- european:** A61M25/09B1**Application number:** JP19910179182 19910719**Priority number(s):** US19900557596 19900725**Also published as:** EP0468645 (A1)
 US5040543 (A1)
 IE912606 (A1)**Report a data error here****Abstract of JP4236965**

PURPOSE: To advance a core wire in a lumen of a helical coil in a less friction condition, and reduce the possibility of piercing an outer casing of the helical coil by the core wire.

CONSTITUTION: A movable core guide wire to guide a catheter to a part in a body is provided with a slender flexible helical coil 2 which is pierced and extended in the longitudinal direction and provided with an inner space to receive a movable core wire 4. The movable core wire 4 is provided with a flexible polymer component which is extended from the tip, and the smooth movement of the movable core wire in the lumen of the helical coil 2 can be promoted thereby. The force required to press the core wire 4 into the lumen of the helical coil 2 or to pull out the cover wire from the lumen is reduced.



(11)特許出願公開番号

特開平4-236965

(43)公開日 平成4年(1992)8月25日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	弁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 M 25/01		7831-4 C	A 6 1 M 25/00	4 5 0 B
		7831-4 C		4 5 0 F

審査請求 未請求 請求項の数25(全 8 頁)

(21)出願番号 特願平3-179182

(22)出願日 平成3年(1991)7月19日

(31)優先權主張番号 5 5 7 5 9 6

(32)優先日 1990年7月25日

(33)優先権主張国 米国 (US)

(71)出願人 591018693

シー・アール・パード・インコーポレーテ
ッド

C R BARD INCORPORAT
ED

アメリカ合衆国ニュージャージー州07974,
マーレイ・ヒル, セントラル・アペニユー
730

(72)発明者 マイケル・ジエイ・パデラ

アメリカ合衆国ニューヨーク州12804, ク
イーンズベリー, サンセット・ドライブ
39

(74)代理人 弁理士 湯淺 恭三 (外5名)

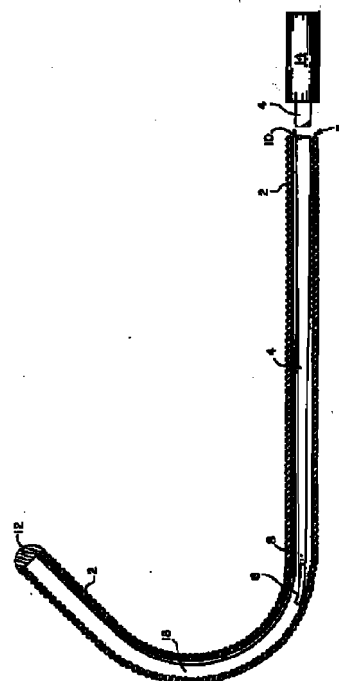
[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 可動のコアガイドワイヤー

(57) 【要約】

【目的】 少ない摩擦状態にてヘリカルコイルの内腔で
コアワイヤーを進めることができ、コアワイヤーがヘリ
カルコイルの外側ケーシングを突き通る虞れを軽減す
る。

【構成】 カテーテルを身体内の箇所案内するための可動のコアガイドワイヤーは、該可動のコアワイヤーを受け入れるため長手方向に貫通して伸長する内腔を有する細長い可撓性のヘリカルコイル2を備えている。可動のコアワイヤー4は先端から伸長する可撓性のポリマー構成要素6を備えており、これによりヘリカルコイル2の内腔内での可動のコアワイヤー4の平滑な動きが促進される。このポリマー構成要素6を使用することにより、コアワイヤー4をヘリカルコイル2の内腔に押し込み又は該内腔から引き出すのに必要な力が軽減される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 カテーテルを身体内の選択された箇所案内するための可動のコアガイドワイヤーにして、基端及び先端を有する細長い可撓性のヘリカルコイルであって、基端から先端まで長手方向に貫通して伸長し可動のコアワイヤーを摺動可能に受け入れる内腔を有するヘリカルコイルと、基端及び先端を有しかつコアワイヤーの基端から伸長する可撓性の伸長先端部を含むポリマー構成要素を有する可動のコアワイヤーとを備えることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項2】 請求項1に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、基端から先端まで長手方向に伸長する安全ワイヤーを更に備えることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項3】 請求項2に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ヘリカルコイルの先端に先端離手部を更に備えることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項4】 請求項2に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、可動のコアワイヤーが潤滑性ポリマーにてコーティングされることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項5】 請求項2に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、可動のコアワイヤーがその長さの大部分に沿って潤滑性ポリマーにてコーティングされることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項6】 請求項1又は2の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、可撓性のポリマー先端伸長部が可動のコアワイヤーの先端部を越えて3mm以下の距離だけ先端方向に伸長することを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項7】 請求項1又は2の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、可撓性のポリマー先端伸長部が可動のコアワイヤーの先端部を越えて約1mmの距離ぐらい先端方向に伸長することを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項8】 請求項2に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー構成要素が4ふっ化エチレン樹脂又は4ふっ化エチレンから成る群から選択されたポリマーにて形成されることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項9】 請求項1又は2の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー先端伸長部が中空の管状部材であることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項10】 請求項1又は2の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー先端伸長部が中実部材であることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項11】 請求項2又は9の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー先端伸長部

の端部が開放端であることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項12】 請求項2又は10の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー先端伸長部の端部が閉塞端であることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項13】 請求項1又は2の何れかの項に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、可動のコアガイドワイヤーの先端部分がテーパーが付けられていることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項14】 請求項13に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー先端伸長部の外径がコアワイヤーの先端部からポリマー先端伸長部の先端部まで狭くなっていることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項15】 カテーテルを身体内の選択された箇所案内するための可動のコアガイドワイヤーにして、基端及び先端を有する細長い可撓性のヘリカルコイルであって、基端から先端まで長手方向に貫通して伸長し可動のコアワイヤーを摺動可能に受け入れる内腔を有するヘリカルコイルと、基端及び先端を有しかつヘリカルコイルの内腔内に摺動可能に受け入れられた可動のコアワイヤーであって、その先端部分がテーパーが付けられかつコアワイヤーのより基端側の部分よりも小径である可動のコアワイヤーと、テーパー付き部分の先端に取り付けられた可撓性のポリマー材料から形成されかつコアワイヤーの先端を越えて先端方向に伸長する先端伸長部を有する細長い可撓性の管状構成要素とを備え、前記先端伸長部がコアワイヤー及びヘリカルコイルに対して寸法決めされ、先端伸長部がヘリカルコイルの内面に係合したとき、コアワイヤーの先端部が一對の隣接するコイル間を突出するのを阻止するように前記伸長部が変形することを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項16】 請求項15に記載のガイドワイヤーにして、ガイドワイヤー及びポリマー先端構成要素が以下の比率にて寸法決めされることを特徴とするガイドワイヤー。前記ヘリカルコイルが径約0.1778mm (約0.007インチ) のワイヤーにて形成されかつ約0.889mm (約0.035インチ) 乃至約0.9652mm (約0.038インチ) の外径のコイルとなるように巻かれ、コアワイヤーがステンレス鋼にて形成されかつその全長の大部分に沿って約0.4064mm (約0.016インチ) 乃至約0.4572mm (約0.018インチ) の径を有し更にその先端で0.254mm (0.010インチ) 程度の径までテーパーが付けられ、そのスリーブが約1cm乃至3cmの長さであり、0.0762mm (0.003インチ) 程度の肉厚を有し、前記先端伸長部の先端が約0.2032mm (約0.008インチ) の径まで狭められ、先端伸長部の長さが約0.5mm乃至約2mmであるようにする。

【請求項17】 請求項1乃至5、15又は16の何れ

かの項に記載のガイドワイヤーにして、その先端に予め形成した湾曲先端部を有するヘリカルコイルを更に備えることを特徴とするガイドワイヤー。

【請求項18】 請求項1乃至5、15又は16の何れかの項に記載のガイドワイヤーにして、その先端に直線状の先端部を有するヘリカルコイルを更に備えることを特徴とするガイドワイヤー。

【請求項19】 請求項17に記載のガイドワイヤーにして、コアワイヤーの先端部上を伸長しかつこの先端部を覆う基端部分を有するポリマー構成要素を更に備えることを特徴とするガイドワイヤー。

【請求項20】 請求項18に記載のガイドワイヤーにして、コアワイヤーの先端部上を伸長しかつこの先端部を覆う基端部分を有するポリマー構成要素を更に備えることを特徴とするガイドワイヤー。

【請求項21】 請求項9に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー構成要素がコアワイヤーの先端に熱収縮された管を備え、管状先端の伸長部が熱収縮した管の先端を備えることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項22】 請求項11に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、ポリマー構成要素がコアワイヤーの先端上に熱収縮された管を備えることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項23】 請求項21に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、先端伸長部がコアワイヤーの先端上に配置されたポリマー構成要素の部分よりも小さい外径まで狭められることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項24】 請求項22に記載の可動のコアガイドワイヤーにして、先端伸長部がコアワイヤーの先端上に配置されたポリマー構成要素の部分よりも小さい外径まで狭められることを特徴とする可動のコアガイドワイヤー。

【請求項25】 ガイドワイヤーを身体内の選択された箇所まで案内する方法にして、請求項1、2、15又は16に記載のガイドワイヤー上にカテーテルを進める段階を備えるように改良したことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、例えばカテーテルを血管内で案内しかつ位置決めするためにカテーテルと共に使用されるガイドワイヤーに関するものである。

【0002】

【従来の技術】本発明は、冠状動脈系のような患者の身体内の各種の位置に、例えばバルーンカテーテル及び血管造影カテーテルなどのカテーテルを位置決めするために一般に使用される、ガイドワイヤーに関するものである。かかるカテーテルは過度の可撓性を備えるため、支持しない状態で患者の動脈内を進めることが出来ず、カ

テーテルを支持しかつ適所に案内するためにガイドワイヤーを必要とする。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】典型的に、ガイドワイヤーは最初に患者の動脈を通じて操作し希望の位置に配置する。次に、ガイドワイヤーを受け入れ得るようにした内腔を有するカテーテルをガイドワイヤー上方にて進めそのカテーテルを希望の位置に導入する。1つの極めて一般的なガイドワイヤーの構造は、基端及び先端を有し、該先端が患者の体内に挿入される細長い可撓性のヘリカルコイルを有するものである。内部コアワイヤーが典型的にコイルを通して伸長し、コアワイヤーの基端はコイルの基端に取り付けられる。内部コアワイヤーはその先端にテーパーを付け、又は完全にヘリカルコイルの先端までは伸長せず、このためガイドワイヤーの先端に可撓性の増大部分を提供する。先端部分に可撓性がよりあることは、血管に損傷を生じさせる可能性が少ない点で有利である。ガイドワイヤーは又一般にコイル内で基端から先端まで伸長する安全ワイヤーを有している。該安全ワイヤーはコイルの一部が身体内で破断したとき、かかるコイルの一部が脱落するのを防止するためのものである。冠状動脈用に使用される一部のガイドワイヤーにおいて、ヘリカルコイルの先端はJ字形の形状とし、血管の各種の枝管内にガイドワイヤーを進め易いようにしてある。

【0004】本発明は、特にヘリカルコイルの内腔内を長手方向に動き得る内側コアワイヤーを有する型式のガイドワイヤーに関するものである。該可動のコアワイヤーはガイドワイヤー先端の可撓性を変化させることを許容する。コアワイヤーは基端方向に引き出し、先端の可撓性を増加させるか、又はヘリカルコイルの先端方向に進め、該先端の剛性を増大させることが出来る。可撓性が可変であることにより、ガイドワイヤーは柔軟かく可撓性を備えた非外傷性の形態からより剛性でより容易に推し進め得る形態まで先端の形態を変化させることが重要である状況にて使用することが可能となる。

【0005】J字形の先端部分を有するヘリカルコイルを備える可動のコアガイドワイヤーは冠状動脈の治療に使用されることがある。J字形のガイドワイヤーにとって、可動のコアは固定コアよりも有利である。それは、コアワイヤーを先端方向に動かし（J字形部分を真っ直ぐにするため）又はコアワイヤーを基端方向に動かすこと（J字形を修正するため）により先端部分の湾曲寸法を調節することが出来るからである。J字形の先端の形状を調節し得ることは有用性を増し、これによりガイドワイヤーを枝管の位置にて希望の血管を選択し得るように操作することが可能となる。

【0006】患者の安全上、可動のコアの先端がヘリカルコイルの一对の隣接する巻き付け部分を通じガイドワイヤーの側部を突き通さないようにすることが極めて重

要である。かかる「突き通る」危険性はガイドワイヤーの先端部分をより急峻に湾曲し又は蛇行した血管あるいは身体内腔内に配置した場合、幾分大きくなる。更に、ガイドワイヤーをかかると困難な脈管系内に進めたとき、可動のコアとヘリカルコイルの内面との間に発生される摩擦力を増加させ、これにより可動のコアワイヤーをヘリカルコイルを通じて操作することがより困難となり、医師の可動のコアに対する感覚が鈍くなることとなる。本発明の全体的な目的は、上記の問題点を回避する改良された可動のコアガイドワイヤーを提供することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の可動のコアガイドワイヤーは、可動のコアワイヤーを受け入れ得るように長手方向に貫通して伸長する内腔を有する細長い可撓性のヘリカルコイルを備えている。可動のコアワイヤーは、可動のコアワイヤー先端から伸長する可撓性のポリマー構成要素を備え、かかる構成要素により可動のコアワイヤーをヘリカルコイルの内腔内で平滑に動かし、又コアワイヤーがヘリカルコイルを突き通る虞れが軽減される。ポリマー構成要素は、コアワイヤーをヘリカルコイルの内腔に押し込み又はその内腔から引き出すのに必要な力を軽減させる4ふっ化エチレン樹脂又は4ふっ化エチレンのような潤滑性ポリマーにて形成される。このポリマー構成要素を使用することにより、可動のコアをヘリカルコイルの内腔を通じて長手方向に摺動させるとき、特にガイドワイヤーの先端が蛇行した動脈内にあるとき、医師がより敏感に感触し得る可動のコアワイヤーを提供することが出来る。

【0008】故に、本発明の目的は、カテーテルを身体内の血管内で案内するための改良された可動のコアガイドワイヤーを提供することである。

【0009】本発明の別の目的は、コアワイヤーを動かすとき医師がよりよく感触し得る可動のコアガイドワイヤーを提供することである。

【0010】本発明の別の目的は、少ない摩擦状態にてヘリカルコイルの内腔を進めることの出来る内側コアを有する可動のコアガイドワイヤーを提供することである。

【0011】本発明の別の目的は、コアワイヤーがヘリカルコイルの外側ケーシングを突き通る虞れを軽減する可動のコアガイドワイヤーを提供することである。

【0012】本発明の更に別の目的は、1つのガイドワイヤーから別のガイドワイヤーにて感触の調節可能性が比較的均一である可動のコアガイドワイヤーを提供することである。

【0013】

【実施例】本発明の上記及びその他の目的並びに利点は、添付図面と共に以下の更に詳細な説明を参照することにより一層よく理解されよう。

【0014】図1には、基端（図1の右側）及び先端（図1の左側）を有すると見なすことの出来るガイドワイヤーが示してある。該ガイドワイヤーは、任意の外径とすることの出来る細長い可撓性のヘリカルコイルを備えており、かかるガイドワイヤーの最も一般的な径は0.889mm（0.035インチ）又は0.9652mm（0.038インチ）である。ガイドワイヤーは当然、使用しようとするカテーテルよりも長くし、その基端から操作し得るようにすると共に、その先端がカテーテルの先端を越えて伸長するようにする。本発明を具体化するガイドワイヤーは、使用しようとするカテーテルの長さに対応して広範囲の長さ寸法を備えるように形成することが出来る。単に一例としてのみ説明すれば、ガイドワイヤーの長さは100-175cmとすることが出来る。ヘリカルコイルの基端は符号3で示すように開放させ、ヘリカルコイル2の最も基端寄りの幾つかの巻き付け部分をはんだ付け又は抵抗溶接等により相互に接続する。コイルの先端は符号12で示すような先端溶接又ははんだ付け端部により閉じられる。先端溶接部12は半球状でかつ平滑であり、身体内におけるガイドワイヤーの平滑な動きを一層容易にし、ガイドワイヤーの挿入に起因する身体の損傷の虞れを軽減する。可動のコアワイヤー4はヘリカルコイル2の内腔内に摺動可能に受け入れられる。可動のコアワイヤー4はその先端8にポリマー構成要素6を備えている。ガイドワイヤーは又、コイルを通して長手方向に伸長する細長い安全ワイヤー10を備えることが望ましい。該安全ワイヤー10は接続部にてコイルの基端に取り付け、先端接続部12にてヘリカルコイル2の先端に取り付けられる。安全ワイヤー10はテフロン（4ふっ化エチレン樹脂又は4ふっ化エチレン）のような潤滑性材料にてコーティングすることが出来る。

【0015】ヘリカルコイル2は、0.1778mm（0.007インチ）径の丸形又はその他の断面（丸形が望ましい）のステンレス鋼ワイヤーにて巻くことが出来る。ヘリカルコイルはテフロンのような潤滑性ポリマーにてコーティングし、使用しようとするカテーテルの内腔内、及び血管又はその他の人体器官の内腔内で平滑に動くのを容易にすることが出来る。かかるコーティングはワイヤーを既に巻き付けた後にヘリカルコイルに適用し、カテーテルの内腔又は人体器官の内面に向かうとするワイヤーの外側のみがコーティングされるようにすることが望ましい。ヘリカルコイル2の外径は、案内しようとするカテーテルの内腔に依存して変化させる。カテーテルの寸法は、カテーテル法を適用しようとする器官又は血管の寸法及び位置のようなファクタに依存して選択される。

【0016】可動のコアワイヤー4は、ヘリカルコイル2の内腔内に摺動可能に受け入れられる。該コアワイヤー4はステンレス鋼にて形成することが望ましく、可動のコアワイヤー4がヘリカルコイル2の内腔内で平滑に

7

動くのを支援し得るよう潤滑性ポリマーでコーティングすることが望ましい。かかるポリマーの例は、例えばテフロンのような4ふっ化エチレン樹脂及び4ふっ化エチレンである。このコーティングは0.00508mm (0.0002インチ) 程度の厚さに極めて薄くし、薄いテフロンプライマートを適用することによって画成し、通常のテフロンコーティング法におけるより厚い第2のエナメルコーティングを省略することが出来る。可動のコアワイヤー4は基端から先端までその全長をコーティングし、又はその長さの一部のみをコーティングすることが出来る。コアワイヤーの先端部分はコーティングせず、その領域には以下により詳細に説明するようにコアワイヤーを研磨してテーパーを付けることが出来る。更に、コアワイヤーの基端はハンドルの取り付けを容易にし得るような非コーティング状態にすることが出来る。ポリマーをコーティングする可動のコアワイヤー4の長さ部分は該コアワイヤー4をヘリカルコイル2の内腔内にて平滑に動かすのに必要又は十分な程度とする。テーパーを付けた領域の最先端部分は約1乃至3cmの長さに沿って潤滑性の高分子材料にて覆う。可動のコアワイヤー4の径は、ヘリカルコイル2の内径に依存して変化させる。例えば、0.1778mm (0.007インチ) の径のワイヤーにて形成された0.889mm (0.035インチ) 又は0.9652mm (0.038インチ) のガイドワイヤーの場合、該ガイドワイヤーは0.5334mm (0.021インチ) 又は0.6096mm (0.024インチ) の内径の内腔を有することになる。可動のコアワイヤーは0.4064mm (0.016インチ) 又は0.4572mm (0.018インチ) の径であるようにすることが望ましい。しかし、これら寸法は単に一例にしか過ぎず、特に、ヘリカルコイル、可動のコアワイヤー又は安全ワイヤーの何れかにその他の材料を使用する場合、変更することが出来る。

【0017】コアワイヤー4の基端16はヘリカルコイルと同一の材料にて形成し又はプラスチックにて形成し得るハンドル12を備えることが望ましい。

【0018】コアワイヤー4の先端部分8には、テーパーを付けることが出来る。かかるテーパーは段状テーパー又は漸進的テーパーとすることが出来る。テーパーを付けた部分は、約4cmの距離に亘って伸長するようにすることが望ましいが、1乃至3cmの範囲の長さにすることが出来る。段状テーパーの場合、コアワイヤーの先端部分8の径は漸進的に異なる程度に縮小させ、短いテーパー付き部分が幾分長い均一な径のバレル部分と交互に表れるようにする。連続的テーパーの形態の場合、テーパーは先端部分8に沿って連続するようにする。一例として、コアワイヤーはその先端径が0.254mm (0.010インチ) 程度となるようにテーパーを付けることが出来る。

【0019】本発明によれば、図2に示すように、可撓性で細長いポリマー構成要素6が、可動のコアワイヤー

8

4の先端8に取り付けられかつ該先端8から先端方向に伸長する。ポリマー構成要素6はシュリンク管成形、射出成形又は浸漬法のような従来の製造技術を使用してコアワイヤー4に適用することが出来る。ポリマー構成要素6はシュリンク管成形法により1本の収縮可能な管にて形成してコアワイヤー4に適用することが望ましい。ポリマー構成要素6は中空又は中実とし、又は端部を開放端又は閉塞端とすることが出来る。望ましいポリマー構成要素6は中空でかつ開放端であるようにし、これにより中実なポリマー構成要素6よりもより大きい可撓性が得られる。構成要素6のポリマーは、その可撓性、潤滑性及びポリマーをコアワイヤー4に適用する容易性の程度のようなファクタに基づいて選択する。本発明において使用可能である潤滑性ポリマーの例は、例えばテフロンのような4ふっ化エチレン樹脂又は4ふっ化エチレンである。

【0020】ポリマー構成要素6は、コアワイヤーの先端の上に配置され、次に熱収縮させてコアワイヤーの周囲に緊密に収縮され、コアワイヤーの先端を越えて先端方向に伸長する可撓性の先端部分7をスリーブの先端部分が画成し得るよう選択された熱収縮可能なポリマー材料から成る管状スリーブにて形成されることが望ましい。先端部分7は円筒状の形状とし、コアワイヤーの先端に取り付けられたスリーブ6の部分よりも小径であるように狭小にすることが望ましい。例えば、コアワイヤーの先端9の径が0.254mm (0.010インチ) であるコアワイヤーにおいて、コアワイヤー上に配置されたスリーブ部分の径は0.4064mm (0.016インチ) 程度とすることが出来る。先端要素は狭小にして(符号11で図示)、内径0.2032mm (0.008インチ) 及び外径0.3556mm (0.014インチ) 程度の小径となるようにすることが望ましい。先端の伸長部分は0.5mm乃至約1mm (0.020インチ乃至約0.040インチ) 程度とすることが出来る。スリーブの肉厚は約0.076mm (0.003インチ) とする。上記の形状とする特定の原材料管は使用する特定の材料に依存して変化させることが出来るが、内径約0.5mm (0.020インチ) で肉厚約0.076mm (0.003インチ) の熱収縮可能なテフロン管を使用すれば満足し得る先端部分が得られることが分かっている。先端伸長部分の径を僅かに小さい径まで狭小にする結果、先端伸長部分7の断面をより弱体化させ、本発明が意図する方法により容易に屈曲させ得ることが可能になることに注目する必要がある。

【0021】ポリマー構成要素6は可動のコアワイヤー4がヘリカルコイル2の内腔内で平滑に動くのを容易にすると共に、可動のコアワイヤー4が巻かれたヘリカルコイル2のコイルを通して、血管のような身体内腔内に突き通るのを防止する。かかる可動のコアワイヤー4の突出が生ずれば、血管は著しい損傷を受ける。ポリマー構成要素6は、図1及び図4に示すように屈曲し又は折

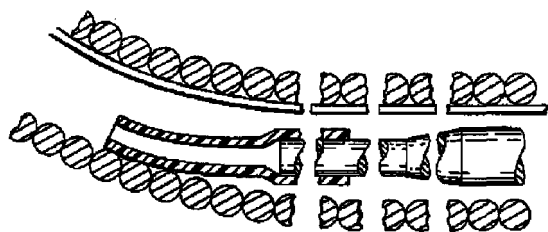
り重なることによって又は図5に示すような多少アコーディオンの形態にて潰れることによって、コアワイヤー4がヘリカルコイル2を通じて突出するのを防止する。図4に示唆した作動モードにおいて、ポリマー構成要素6の先端伸長部7はコイル2の内腔の内側方向に屈曲し、これにより可動のコアワイヤーの先端8を絶えず内腔を通じて案内する。ポリマー構成要素6の先端伸長部がヘリカルコイルの巻き付け部分にて拘束されたならば、先端伸長部7はその極めて可撓性の性質のため、図5に幾分線図的に示したように潰れる。潰れた先端部分7は幾分大きい寸法となり、隣接する対のヘリカルコイルの巻き付け部分を通して進むことが出来ず、屈曲されてコイルの内腔内に戻る傾向となる。

【0022】ポリマー構成要素6は又、特にガイドワイヤーの先端領域内でコアワイヤーが平滑に動くのを促進させる。急峻に湾曲し又は蛇行した身体内腔に遭遇し、可動コアの動きに対して最大の抵抗力を作用させるのはガイドワイヤーの先端部分である。ポリマー構成要素を潤滑性材料にて形成すると共に、該ポリマー構成要素の基端寄りのコアワイヤー部分を潤滑性材料でコーティングすることにより、コイルの先端部分が急峻に湾曲し又は蛇行した形状にある場合でさえ、コアワイヤーとコイルとの間に生じる摩擦力は減少する。

【0023】ヘリカルコイル2の先端部分が図3A-3Cに示すようなJ字形である場合、ヘリカルコイル2の内腔内でコアワイヤー4が平滑に動き得ることが重要である。これら図は可動のコアワイヤー4をJ字形の先端部分を真っ直ぐにする目的にて、ヘリカルコイル2の先端方向に向けてヘリカルコイル2内に押し込むと共に（図3A）、J字形の先端部分を修正する目的にて、可動のコアワイヤー4を基端方向に引っ張る（図3B及び図3C）、逐次的な手順を示している。可動のコアワイヤー4がヘリカルコイル2のJ字形部分18に接近し、該J字形部分18を真っ直ぐにし始めるとき、先端にポリマー構成要素6を有するコアワイヤー4を押し込むためには、ポリマー構成要素6の無い同一のコーティングしたコアワイヤー4を押し込むよりも小さい力で済む。

【0024】このように、本発明は可動のコアワイヤーとガイドワイヤーの内腔との間に発生される摩擦抗力が

【図4】



軽減される改良された可動のコアワイヤー型式のガイドワイヤーを提供するものであることが理解されよう。これは急峻に湾曲しかつ蛇行した形態においても可能であり、又可動のコアワイヤーの先端がヘリカルコイルを突き通る虞れも軽減する。更に、上記の利点及び目的は、製造が比較的容易でかつ低廉であり、しかも極めて簡単な構造の装置によりにて実現することが出来る。

【0025】しかし、本発明の上記の説明は本発明の単に一実施例を示すためのものに過ぎず、当業者には、その精神から逸脱せずその他の実施例、変形例及び均等物が明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の可動のコアガイドワイヤーの拡大部分断面図である。

【図2】コアワイヤーの先端に取り付けられかつ該先端から先端方向に伸長するポリマー構成要素を有するガイドワイヤーの可動のコアワイヤーの一実施例の先端領域を示す拡大部分図である。

【図3】図3Aは可動のコアワイヤーがJ字形先端を有するガイドワイヤーの先端の湾曲程度を変化させ得るように操作可能な方法を示す拡大略図である。図3Bは可動のコアワイヤーがJ字形先端を有するガイドワイヤーの先端の湾曲程度を変化させ得るように操作可能な方法を示す拡大略図である。図3Cは可動のコアワイヤーがJ字形先端を有するガイドワイヤーの先端の湾曲程度を変化させ得るように操作可能な方法を示す拡大略図である。

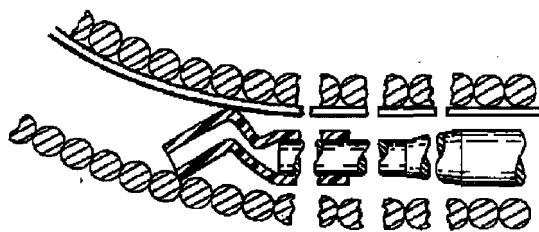
【図4】先端構成要素がコアワイヤーがヘリカルコイルを通して突出するのを阻止する機構の図である。

【図5】先端構成要素の別の作用方法を示す図である。

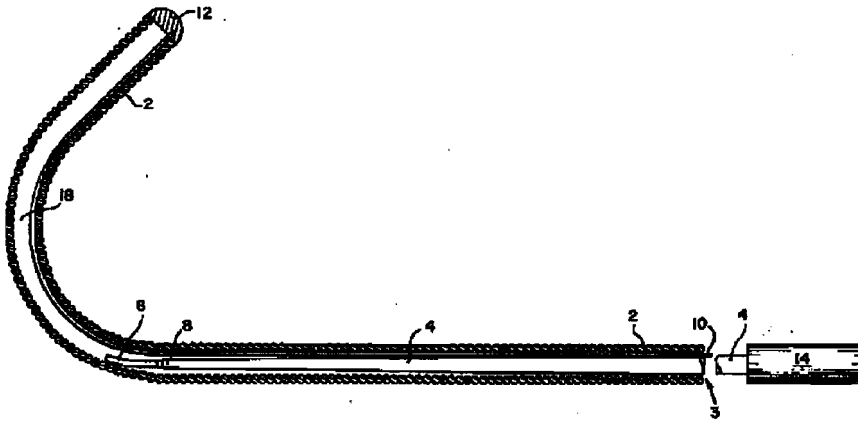
【符号の説明】

2	ヘリカルコイル	4	コアワイヤー
6	ポリマー構成要素	7	先端伸長部
8	先端	9	先端
10	安全ワイヤー	12	先端溶接部
16	基端	18	J字形部分

【図5】



【図1】



【図2】

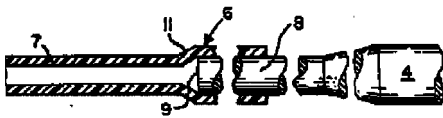


Fig. 2



Fig. 2A



Fig. 2B

【図3】



Fig. 3A

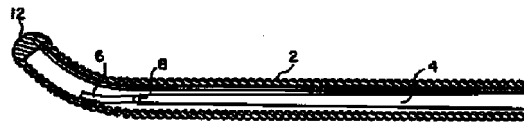


Fig. 3B

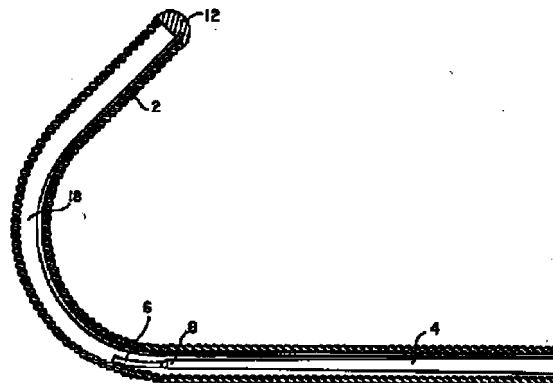


Fig. 3C

フロントページの続き

(72)発明者 スティーヴン・ジエイ・デントン, ザ・セ
カンド
アメリカ合衆国ニューヨーク州12822, コ
リンズ, イーグルストン・ストリート
103

(72)発明者 イーヴァン・テイー・レシツク
アメリカ合衆国ニューヨーク州12804, ク
イーンズベリー, ウイロー・ロード 45
(72)発明者 フレデリック・エフ・プリアフィコ
アメリカ合衆国ニューヨーク州12302, ス
コーシャ, ダウソン・ロード, アールデイ
ー 2